

## センチネルリンパ節を同定する磁性流体検出装置

This application claims benefit of Japanese Patent Application Nos.2002-292694 filed in Japan on October 4 , 2002, and 2003-106862 filed in Japan on April 10, 2003, the contents of which are incorporated by this reference.

### BACKGROUND OF THE INVENTION

#### Field of the Invention

本発明は、腫瘍の原発巣からリンパ管に入った腫瘍細胞が最初に到達するリンパ節であるセンチネルリンパ節（Sentinel Lymph Node）を同定する根拠として、腫瘍近傍に注入した磁性を有する磁性流体が所定時間後にどのように分布しているかを測定するためのセンチネルリンパ節を同定する磁性流体検出装置に関する。

#### Related Art Statement

近年、早期癌の切除手術は、早期癌の発見率が向上したため頻繁に行われている。一般に、早期癌の手術は、根治を目的として行われ、そのため病変部に加えて当該病変部の周囲に存在する癌の転移が疑われる複数個のリンパ節を切除することが多い。また、早期癌の手術は、術後に切除したリンパ節の病理検査を行い、リンパ節への癌の転移の有無を確認して術後の治療方針などを決定している。

手術段階において、リンパ節への癌の転移の有無は、不明である。このため、早期癌の手術は、病変部近傍に存在する複数個のリンパ節を切除するため、患者の負担が大きい。また、例えば早期乳癌において、リンパ節への癌の転移比率は、20%程度である。このため、早期癌の手術は、実際に癌が転移していない80%の患者にとって、無用なリンパ節切除が行われたことになる。

近年、患者のQOL（Quality of Life）及び癌切除手術における根治性の両立が求められている。そのための手法の一つとして、癌の転移のない無用なリンパ節切除を防ぐ、センチネルノードナビゲーションサージェリ（Sentinel Node Navigation Surgery）が、注目されている。以下、簡単にセンチネルノードナビゲーションサージェリについて説明する。

癌は、リンパ節に転移する場合、ランダムに転移するのではなく、一定のパターンにしたがって、病変部からリンパ管を経て、リンパ節に転移することが、最近の研究により解明されている。癌は、リンパ節に転移している場合、必ずセンチネルリンパ節に転移があると考えられる。ここで、センチネルリンパ節 ( Sentinel Lymph Node )とは、癌の原発巣からリンパ管に入った癌細胞が最初に到達するリンパ節のことである。

このため、早期癌の手術は、癌切除術中に、センチネルリンパ節を見つけ、生検し、迅速病理検査を行うことにより、リンパ節への癌の転移の有無を判定することができる。センチネルリンパ節に癌が転移していない場合、早期癌の手術は、残りのリンパ節の切除が不用となる。一方、センチネルリンパ節に癌が転移している場合、早期癌の手術は、転移状況に応じて、病変部近傍の複数個のリンパ節を切除することになる。

早期癌の手術は、前記センチネルノードナビゲーションサージェリを行なうことで、リンパ節に癌が転移していない患者において、癌の転移のない無用なリンパ節切除が行われることがなく、患者に対して負担が少なくなる。また、センチネルノードナビゲーションサージェリは、例えば乳癌に限らず、消化器などの開腹手術、或いは腹腔鏡を用いた手術などにも適用される。

このセンチネルノードナビゲーションサージェリにおいては、センチネルリンパ節を容易にかつ精度良く検出できる検出装置が強く求められている。

上記検出装置としては、例えば、日本国特許公開 2 0 0 1 - 2 9 9 6 7 6 号公報、日本国特許公開 平 9 - 1 8 9 7 7 0 号公報、日本国特許公開 平 1 0 - 9 6 7 8 2 号公報、米国特許第 6 , 2 0 5 , 3 5 2 号公報などで提案されている。

また、近年、超伝導量子干渉素子 ( Superconducting QUantum Interference Device : 以下、SQUID と略す) を用いた SQUID 磁束計は、様々な分野で応用されている。上記 SQUID は、地磁気の 1 0 億分の 1 程度の磁束を高感度で検出することが可能である。

近年、上記 SQUID は、液体窒素温度 ( 7 7 . 3 K : - 1 9 6 ℃ ) での冷却で利用可能な高温超伝導 SQUID が実用化されている。

これを利用して、検出装置は、例えば、日本生体磁気学界誌 特別号 ( Vol. 1

5 No. 1 2002 第 1 7 回、P. 3 1 - 3 2) 日本生体磁気学界論文集に記載されているように高温超伝導 S Q U I D を用いたものが提案されている。

## SUMMARY OF THE INVENTION

本発明のセンチネルリンパ節を同定する磁性流体検出装置は、被検体内部に滞留している磁性流体を励磁するための単数又は複数の磁石と、前記磁石で励磁した前記磁性流体による局所磁界分布の歪みを検出するための複数の磁気センサと、を具備し、前記磁石、前記磁石及び前記複数の磁気センサ、前記磁石及び前記複数の磁気センサと前記複数の磁気センサからの出力を増幅するためのプリアンプ、との何れかを振動又は回転し、前記複数の磁気センサからの出力の差分を取り、更に復調することで前記磁性流体を検出する。

また、本発明のセンチネルリンパ節を同定する磁性流体検出装置は、被検体内部に滞留している磁性流体を励磁するための単数又は複数の電磁石と、前記複数の電磁石で励磁した前記磁性流体による局所磁界分布の歪みを検出するための複数の磁気センサと、を具備し、前記電磁石を交流電流で駆動し、前記複数の磁気センサからの出力の差分を取り、更に復調することで前記磁性流体を検出する。

さらに、本発明のセンチネルリンパ節を同定する磁性流体検出装置は、被検体内部に滞留している磁性流体を励磁するための単数又は複数の磁石と、前記磁石により励磁された前記磁性流体による局所磁界分布の歪みを検出する複数の磁気センサと、前記複数の磁気センサからの出力の差分をオフセットするオフセット可変部とを具備し、前記磁石、前記磁石及び前記複数の磁気センサ、前記磁石及び前記複数の磁気センサと前記複数の磁気センサからの出力を増幅するためのプリアンプ、との何れかを振動又は回転し、前記複数の磁気センサからの出力の差分を取り、復調して前記磁性流体を検出し、前記オフセット可変部は前記プリアンプからの出力に基づき前記オフセット量を可変する。

さらにまた、本発明のセンチネルリンパ節を同定する磁性流体検出装置は、被検体内部に滞留している磁性流体を励磁するための単数又は複数の磁石と、前記磁石により励磁された前記磁性流体による局所磁界分布の歪みを検出するための複数の磁気センサとを具備し、前記磁石、前記磁石及び前記複数の磁気センサ、

前記磁石及び前記複数の磁気センサと前記複数の磁気センサからの出力を増幅するためのプリアンプ、との何れかを複数の前記磁気センサを含む直線又は平面に対し平行方向に振動し、前記複数の磁気センサからの出力の差分を取り復調する。

## BRIEF DESCRIPTION OF THE DRAWINGS

図 1 ないし図 9 は、本発明の第 1 の実施の形態に係り、図 1 は第 1 実施の形態のセンチネルリンパ節を同定する磁性流体検出装置を示す全体構成図。

図 2 A は、外部磁界（の磁束密度）検出の原理を示す説明図であり、周辺より透磁率の高い物質（磁性流体）が存在していない場合の励磁磁石及び磁気センサの様子を示す概念図。

図 2 B は、周辺より透磁率の高い物質（磁性流体）が存在している場合の励磁磁石及び磁気センサの様子を示す概念図。

図 3 A は、磁気センサの検出動作を示す説明図であり、外部磁界（の磁束密度）B が存在していない場合の磁気センサの検出動作を示す概念図。

図 3 B は、外部磁界（の磁束密度）B が存在している場合の磁気センサの検出動作を示す概念図。

図 4 A は、外部磁界（の磁束密度）B が存在している場合の磁気センサの検出動作を示す概念図。

図 4 B は、図 4 図 A の回路を示す概略図。

図 4 C は、MR センサ 2 つに固定抵抗器 R 3，R 4 を組み合わせて構成した 4 端子ブリッジと、この 4 端子ブリッジの出力を差動増幅する増幅器及び AC 差動増幅器との回路構成を示す回路ブロック図。

図 5 は、第 1 の磁性流体検出装置の回路構成を示す回路ブロック図。

図 6 は、図 1 のプローブの第 1 の変形例を示す説明図。

図 7 は、回動自在な電極を示す概略図。

図 8 は、図 1 のプローブの第 2 の変形例を示す説明図。

図 9 は、図 1 のプローブの第 3 の変形例を示す説明図。

図 10 ないし図 17 は本発明の第 2 の実施の形態に係り、図 10 は第 2 実施の形態のセンチネルリンパ節を同定する磁性流体検出装置を構成するプローブを示

す説明図。

図 1 1 は、図 1 0 の励磁電磁石を示す説明図。

図 1 2 は、図 1 1 の励磁電磁石の代わりに U 字形の励磁磁石に励磁コイルを巻回して構成した励磁電磁石を示す説明図。

図 1 3 は、図 1 0 のプローブの第 1 の変形例を示す説明図。

図 1 4 A は、磁気センサとして MR センサを用いた際の説明図であり、MR センサを直列に接続した際の説明図。

図 1 4 B は、MR センサを並列に接続した際の説明図。

図 1 5 は、第 2 の実施の形態の磁性流体検出装置の回路構成を示す回路ブロック図。

1 6 A は、半導体プロセスを用いて磁気センサ及び励磁電磁石を薄膜により形成した際の説明図であり、薄膜磁気センサ及び薄膜コイルを形成されたシリコン基板を示す正面図。

図 1 6 B は、図 1 6 図 A の側面図。

図 1 7 は、図 1 0 のプローブの第 2 の変形例を示す説明図。

図 1 8 ないし図 2 4 は本発明の第 3 実施の形態に係り、図 1 8 は第 3 の実施の形態のセンチネルリンパ節を同定する磁性流体検出装置を構成するプローブを示す説明図。

図 1 9 は、図 1 8 の励磁電磁石を示す説明図。

図 2 0 は、図 1 9 の励磁電磁石が形成する励磁用磁界の磁束密度を示すグラフ。

図 2 1 は、第 3 の磁性流体検出装置の回路構成を示す回路ブロック図。

図 2 2 は、図 2 0 の励磁コイル駆動回路により交流駆動される励磁電磁石の作る（形成する）磁束密度の時間変化を示すグラフ。

図 2 3 は、磁性流体が存在している場合における磁気センサで検出される差動出力を示すグラフ。

図 2 4 は、モニタ用磁気センサを配置した際の説明図。

図 2 5 ないし図 3 4 図は本発明の第 4 実施の形態に係り、図 2 5 は第 4 の実施の形態のセンチネルリンパ節を同定する磁性流体検出装置を示す全体構成図。

図 2 6 は、制御装置の回路構成を示す回路ブロック図。

図 27 は、本実施の形態のセンサユニットの回路構成を示す回路ブロック図。

図 28 は、センチネルリンパ節に滞留している磁性流体をセンサユニットが検出している際を示す概略模式図。

図 29 は、P. C. の制御を示すフローチャート。

図 30 は、地磁気中でプローブの向きを変えた際の概略模式図。

図 31 は、回路構成を仮定した際のセンサユニットの回路ブロック図。

図 32 は、図 31 のセンサユニットにおける出力  $V_{out}$  を示すグラフ。

図 33 は、センサユニットの第 1 の変形例を示す回路ブロック図。

図 34 は、センサユニットの第 2 の変形例を示す回路ブロック図。

図 35 及び図 36 は本発明の第 5 実施の形態に係り、図 35 はセンチネルリンパ節を同定する磁性流体検出装置を示す全体構成図。

図 36 は、図 35 の制御装置の回路構成を示す回路ブロック図。

図 37 ないし図 40 は本発明の第 6 実施の形態に係り、図 37 は第 6 実施の形態のセンチネルリンパ節を同定する磁性流体検出装置を構成するプローブを示す説明図。

図 38 A は、センサユニットが 2 つの MR センサを含む直線方向に対して平行方向に微小振動している際の概略模式図。

38 B は、図 38 A のセンサユニットにおける MR センサからの信号を示すグラフ。

図 39 は、図 38 A のセンサユニットで得られた信号をフーリエ変換した際のグラフ。

図 40 A は、センサユニットが 2 つの MR センサを含む直線方向に対して垂直で、且つ磁石を含む長手軸方向に微小振動している際の概略模式図。

図 40 B は、図 40 A のセンサユニットにおける MR センサからの信号を示すグラフ。

## DETAILED DESCRIPTION OF PREFERRED EMBODIMENTS

以下、図面を参照して本発明の実施の形態を説明する。

(第 1 の実施の形態)

図 1 ないし図 9 は本発明の第 1 の実施の形態に係り、図 1 は第 1 の実施の形態のセンチネルリンパ節を同定する磁性流体検出装置を示す全体構成図、図 2 A は外部磁界（の磁束密度）検出の原理を示す説明図であり、周辺より透磁率の高い物質（磁性流体）が存在していない場合の励磁磁石及び磁気センサの様子を示す概念図、図 2 B は周辺より透磁率の高い物質（磁性流体）が存在している場合の励磁磁石及び磁気センサの様子を示す概念図、図 3 A は磁気センサの検出動作を示す説明図であり、外部磁界（の磁束密度）B が存在していない場合の磁気センサの検出動作を示す概念図、図 3 B は外部磁界（の磁束密度）B が存在している場合の磁気センサの検出動作を示す概念図、図 4 A は図 3 A の磁気センサを 2 つ用いた際の説明図であり、外部磁界（の磁束密度）B が存在している場合の磁気センサの検出動作を示す概念図、図 4 B は図 4 A の回路を示す概略図、図 4 C は MR センサ 2 つに固定抵抗器 R 3, R 4 を組み合わせて構成した 4 端子ブリッジと、この 4 端子ブリッジの出力を差動増幅する増幅器及び A C 差動増幅器との回路構成を示す回路ブロック図、図 5 は第 1 の磁性流体検出装置の回路構成を示す回路ブロック図、図 6 は図 1 のプローブの第 1 の変形例を示す説明図、図 7 はプローブに用いられるスリップリングを示す概略図、図 8 は図 1 のプローブの第 2 の変形例を示す説明図、図 9 は図 1 のプローブの第 3 の変形例を示す説明図である。

図 1 に示すように本発明の第 1 の実施の形態のセンチネルリンパ節を同定する磁性流体検出装置 1 は、体腔内に挿入可能で、後述の励磁磁石及び磁気センサを先端側に内蔵したプローブ 2 と、このプローブ 2 に接続ケーブル 3 で接続され、該プローブ 2 を制御するための制御装置 4 とを備えて構成されている。

前記プローブ 2 は、被検体内部のセンチネルリンパ節 5 に滞留している磁性流体 6 を励磁磁石 1 1 がプローブ近傍の空間を介して励磁し、この励磁した磁性流体 6 による局所磁界分布の歪み（磁束密度の変化）を 2 つの磁気センサ 1 2 が検出してセンチネルリンパ節 5 を同定するようになっている。

また、前記プローブ 2 は、前記励磁磁石 1 1 及び前記磁気センサ 1 2 とがアクチュエータ 1 3 により、長手軸方向に振動するようになっている。

これにより、磁性流体検出装置 1 は、前記励磁磁石 1 1 によりで励磁した前記

磁性流体 6 による局所磁界に偏調を施し、その局所磁界分布の歪み（磁束密度の変化）を 2 つの磁気センサ 1 2 で検出し、これら 2 つの磁気センサ 1 2 からの出力の差分を取り、更に復調することで、偏調周波数以外の地磁気や他の電気機器からの磁気ノイズを除去できるようになっている。

また、前記制御装置 4 は、前記磁気センサ 1 2 が検出した磁束密度の変化を表示するための L E D （ Light Emitting Diode ） 或いは L C D （ Liquid Crystal Display ） 等で形成された表示部 1 4 と、前記磁束密度の変化を音で告知するためのスピーカ 1 5 とをフロントパネルに設けている。

尚、前記プローブ 2 は、このプローブの外装部 2 a が非磁性材料で形成され、水密に構成されている。

先ず、図 2 A、図 2 B を参照して、外部磁界（の磁束密度）検出の原理を説明する。

図 2 A に示すように 2 つの磁気センサ 1 2 は、励磁磁石 1 1 により励磁されたプローブ近傍における磁界分布の空間勾配（磁束密度）を測定するようになっている。ここで、図 2 B に示すように被検体の関心領域に周辺より透磁率の高い磁性流体 6 等の物質が存在していると仮定する。そうすると、前記励磁磁石 1 1 による印加磁界は、この透磁率の高い物質付近に吸い込まれて磁界分布に局所的な歪みが生じ、これにより、磁界分布の空間勾配（磁束密度）に変化が生じる。尚、図 2 A 及び図 2 B において矢印は、磁力線である。

前記透磁率の高い物質により形成された磁界分布の空間勾配は、2 つの磁気センサ 1 2 の出力の差分を取ることで、検出される。

この透磁率が高い物質が存在しない場合には、磁界分布の空間勾配が形成されないので 2 つの磁気センサ 1 2 から出力の差分は、0 になる。このことから、2 つの磁気センサ 1 2 は、周辺より透磁率の高い物質の有無を検出できる。

次に、磁気センサ 1 2 の一例である MR センサ（磁気抵抗センサ）について図 3 A、図 3 B 及び図 4 A、図 4 B、図 4 C を参照して説明する。

図 3 A は MR センサに電流  $i$  を通電した際の導体内部を流れる電流経路長を示し、図 3 B は MR センサに電流  $i$  を通電した際、紙面に対して垂直方向の外部磁界  $B$  を加えているときの、導体内部を流れる電流経路長を示している。



MRセンサに電流  $i$  を通電すると、導体内部を流れる電流経路長は、紙面に対して垂直方向の外部磁界  $B$  を加えていないとき（図 3 A）に比べ、外部磁界  $B$  を加えたとき（図 3 B）の方が長くなる。従って、外部磁界  $B$  を加えると、MRセンサは、抵抗値が大きくなる。

このようなMRセンサは、図 4 A，図 4 Bに示すように、少なくとも2つ組み合わせられて用いられる。VccからGNDに向けて電流  $i$  を流すと、出力（OUT）側には、2つのMRセンサ（磁気センサ12）の抵抗値の比に応じた電位が生じる。2つのMRセンサ（磁気センサ12）に同じ強さの外部磁界が加わっている場合には、2つのセンサの抵抗値が同じ値となるので、出力（OUT）側の電位は、変わらない。

一方、2つのMRセンサ（磁気センサ12）に違う強さの磁界が加わると、これら2つのMRセンサ（磁気センサ12）の抵抗値が異なる値となり、出力（OUT）の電位は変化する。即ち、電磁界の勾配の傾きに比例して出力（OUT）の電位は、変化する。これは、2つのMRセンサ（磁気センサ12）の出力の差分を取ったことと同等である。

実際には、磁界分布の空間勾配を感度良く測定できるように、図 4 Cに示すように2つのMRセンサ（磁気センサ12）による4端子ブリッジを用いている。

図 4 Cに示すように2つのMRセンサ（磁気センサ12）は、固定抵抗器  $R_3$ ， $R_4$  とを組み合わせられて4端子ブリッジを構成している。そして、4端子ブリッジは、ブリッジ出力を差動増幅されるようになっている。

この4端子ブリッジにおける差動増幅の原理は、上述した図 4 A，図 4 Bと同様である。すなわち、4端子ブリッジは、2つのMRセンサ（磁気センサ12）の抵抗比が変化することで、ブリッジ出力が変化する。すると、4端子ブリッジは、ブリッジ出力を増幅器23により増幅されてAC差動増幅器24により差分を取りこの差分を増幅することで、外部磁界の勾配の傾きを測定することができる。

次に、図 5を参照して磁性流体検出装置1の回路構成を説明する。

磁性流体検出装置1は、所定の発振周波数を発生する発振器21と、この発振器21により発生した発振周波数に基づき前記アクチュエータ13を駆動するド

ライバ 2 2 と、前記磁気センサ 1 2 からの出力をそれぞれ増幅する増幅器 2 3 と、これら増幅器 2 3 からの出力の差分を取り、この差分を増幅する A C 差動増幅器 2 4 と、前記発振器 2 1 の周波数に同期して前記 A C 差動増幅器 2 4 からの出力の位相を調整するための位相調整器 2 5 と、この位相調整器 2 5 で調整された位相を前記 A C 差動増幅器 2 4 からの出力に乗算してノイズ成分を除去するための乗算器 2 6 と、この乗算器 2 6 からの出力の高調波成分を除去し、振幅成分を取り出すローパスフィルタ ( L P F ) 2 7 と、この L P F 2 7 からの出力に基づき、外部磁界 ( 磁束密度 ) B の変化を数値に変換して前記表示部 1 4 や前記スピーカ 1 5 を駆動する C P U ( Central Processing Unit ) 2 8 とを備えて構成される。尚、位相調整器 2 5 と、乗算器 2 6 と、L P F 2 7 とは、ロックインアンプと同じ構成になり、狭帯域のバンドパスフィルタとなる。

また、磁性流体検出装置 1 は、フォトカプラ 3 2 を介して、図示しない R S 2 3 2 C により P C、プリンタ等と通信を行い、データの保存、印刷等ができる。尚、R S 2 3 2 C は、R S 2 3 2 C インターフェイス ( I / F ) 3 1 で装置に接続される。

また、磁性流体検出装置 1 は、A C アダプタ 3 4、D C / D C コンバータ 3 3 を介して、装置に必要な電圧を生成し、各部に供給している。

このように構成される磁性流体検出装置 1 は、被検体内のセンチネルリンパ節 5 に滞留している磁性流体 6 を検出して、センチネルリンパ節 5 を同定するのに用いられる。

まず、術者は、被検体の病変部の下層に図示しない穿刺針を差し込み、病変部近傍に磁性流体 6 を局部的に注入する。すると、病変部に注入された磁性流体 6 は、注入部位からリンパ管に移行し、5 分から 1 5 分後にセンチネルリンパ節 5 に達してこのセンチネルリンパ節 5 に滞留する。

そして、術者は、磁性流体検出装置 1 のプローブ 2 を、例えば図示しない内視鏡の処置具挿通用チャンネルに挿入して用いるか又は、図示しないトラカールを介して外科的に体腔内に挿入して用いる。術者は、プローブ 2 の先端を患者の病変部近傍に対して、動かしながらセンチネルリンパ節 5 に滞留している磁性流体 6 を検出する。

このとき、プローブ 2 は、励磁磁石 1 1 がプローブ近傍の空間を励磁し、磁気センサ 1 2 により磁界分布の空間勾配（磁束密度）を測定する。ここで、患者の病変部近傍に磁性流体 6 が存在していると、励磁磁石 1 1 による印加磁界は、磁性流体 6 付近で吸い込まれて磁界分布に局所的な歪みが生じ、これにより、磁界分布の空間勾配（磁束密度）に変化が生じる。

このとき、プローブ 2 は、所定の発振周波数に基づきアクチュエータ 1 3 が駆動され、励磁磁石 1 1 及び磁気センサ 1 2 が長手軸方向に振動する。そうすると、磁性流体 6 による局所磁界は、励磁磁石 1 1 の振動により偏調が施される。

そして、この偏調が施された磁性流体 6 による局所磁界分布の歪み（磁束密度の変化）は、2 つの磁気センサ 1 2 で検出される。2 つの磁気センサ 1 2 からの出力は、それぞれ増幅器 2 3 で増幅され、A C 差動増幅器 2 4 で出力の差分を取られて差動増幅される。

この場合、磁気センサ 1 2 は、磁性流体 6 の近傍を局所磁界分布の歪み（磁束密度の変化）に対して長手方向に振動しながら該局所磁界（の水平磁界成分）を検出する。また、検出される振幅の変化は、磁性流体 6 の量に依存している。

A C 差動増幅器 2 4 からの出力は、位相調整器 2 5 で調整された位相を乗算器 2 6 で乗算されてノイズ成分を除去される。乗算器 2 6 からの出力は、L P F 2 7 で高調波成分を除去され、振幅成分を取り出される。このように A C 差動増幅器 2 4 からの出力は、復調される。

この信号は、C P U 2 8 に出力される。C P U 2 8 は、磁束密度の変化を数値に変換して表示部 1 4 やスピーカ 1 5 を駆動する。表示部 1 4 は、磁束密度の変化をインジケータや数字で表示する。この場合、表示部 1 4 は、プローブ 2 先端が磁性流体 6 に近づくと、だんだんインジケータの振れ又は数字が大きくなり、プローブ 2 先端が磁性流体 6 から遠ざかると、だんだんインジケータの振れ又は数字が小さくなるように表示している。

また、スピーカ 1 5 は、磁束密度の変化に応じた音を発生する。この場合、スピーカ 1 5 は、プローブ 2 先端が磁性流体 6 に近づくと、だんだん音が大きくなり、プローブ 2 先端が磁性流体 6 から遠ざかると、だんだん音が小さくなるように音を発生する。又は、スピーカ 1 5 は、プローブ 2 と磁性流体 6 との距離

に比例して音の周波数が変化するように音を発生する。

この結果、本実施の形態の磁性流体検出装置 1 は、操作性良くセンチネルリンパ節 5 に滞留している磁性流体 6 の位置を正確に検出でき、センチネルリンパ節 5 の位置を同定することが可能となる。

以上のことから、本実施の形態の磁性流体検出装置 1 は、励磁磁石 1 1 からの磁界を磁性流体 6 が乱すことによって形成される磁界の勾配を検出しているので、SQUIDのような高感度センサを用いなくても、磁性流体 6 が滞留しているセンチネルリンパ節 5 を同定できる。更に、本実施の形態の磁性流体検出装置 1 は、センサ部（2つの磁気センサ 1 2）と励磁磁石 1 1 とを振動させて偏調し、復調して信号を得ているので、外部の電気機器等からの磁気ノイズを取り除くことができる。

このとき、本実施の形態の磁性流体検出装置 1 は、センサ部（2つの磁気センサ 1 2）と励磁磁石 1 1 との振動幅が小さいので、外部の電気機器等による磁気ノイズの空間的分布の影響を受けず、磁性流体 6 によって形成される磁界の局所的空間分布のみ影響を受ける。

即ち、本実施の形態の磁性流体検出装置 1 は、磁性流体 6 が磁界を乱している量のみ信号として偏調し、検出しているので、復調したときに得られる信号が磁性流体の影響のみ得られ、磁気ノイズ等を取り除くことができる。

以上のことから、本実施の形態の磁性流体検出装置 1 は、センチネルリンパ節 5 の正確な位置を同定することができ、小型で操作性良く、安価である。

尚、プローブは、図 6 に示すように構成しても良い。

図 6 に示すようにプローブ 2 B は、前記励磁磁石 1 1 の先端側に磁気センサ 1 2 を設けて構成されている。この場合、磁性流体検出装置は、体腔内において、プローブ 2 B を立てた状態で、センチネルリンパ節 5 を探索できるので、狭い場所においても操作し易くなる。

また、プローブ 2 B は、磁気センサ 1 2 と共にプリアンプ部（プリアンプ 4 1）も同時に振動させるようにしている。

ここで、磁気センサ 1 2 が MR センサの場合、プローブは、磁界による抵抗変化を測定していることになるので、MR センサとアンプとの間のリード線が延び

縮みすることによって抵抗が変化すると、正確に磁界変化を測定できない。

そこで、本変形例のプローブ 2 B は、プリアンプ 4 1 を磁気センサ 1 2 と共に同じく振動させることで上記問題を防止でき、正確に磁界変化を測定できる。尚、プリアンプ 4 1 は、増幅器 2 3 のみ、又は A C 差動増幅器 2 4 を含めても良い。

また、プローブは、図示しないが前記励磁磁石 1 1 及び前記磁気センサ 1 2 を回動自在に構成しても良い。この場合、プローブは、前記磁気センサ 1 2 と前記制御装置 4 との電氣的接続を図 7 に示すようにスリップリング 4 2 を用いて構成する。

図 7 に示すようにスリップリング 4 2 は、先端側で磁気センサ 1 2 側への信号線 1 2 a が接続される電極ブラシ 4 2 a を当接し、基端側で制御装置 4 側への信号線 4 a が接続されている。このスリップリング 4 2 を用いることにより、プローブ 2 は、アクチュエータ 1 3 による回動で磁気センサ 1 2 側への信号線 1 2 a が振れて損傷したり断線したりすることを防止可能である。

また、プローブは、図 8 に示すように U 字形の励磁磁石を用いて構成して良い。

図 8 に示すようにプローブ 2 C は、励磁磁石 1 1 として U 字形の励磁磁石 4 3 を用いて構成されている。前記磁気センサ 1 2 (MR センサ) は、印加磁界が強すぎると磁氣的に飽和してしまい、磁界検出が困難となる。

U 字形の励磁磁石 4 3 は、形成する磁界が一端から出て他端に入る。そこで、前記磁気センサ 1 2 は、U 字形の励磁磁石 4 3 の形成する磁界が掛からないような U 字形の内側に配設する。更に具体的に説明すると、U 字形の励磁磁石 4 3 は、この形成する磁界が磁気センサ 1 2 に対して略平行な向きになるようになっている。尚、図中、破線は、磁力線である。

これにより、プローブ 2 C は、磁性流体 6 を励磁するのに例えば、上記第 1 の実施の形態で説明した励磁磁石 1 1 に比べ k (キロ) ガウス程度の大きい磁界を形成でき、且つ、磁気センサ 1 2 近傍に形成される磁界を弱く形成できる。

従って、プローブ 2 C は、磁性流体 6 が形成する局所磁界分布の歪み (磁束密度の変化) のみを磁気センサ 1 2 により効率良く検出可能である。尚、励磁磁石 1 1 は、U 字形だけでなく、図示しない馬蹄形を用いても良い。また、プローブは、図 9 に示すように N 極 S 極の同じ極同士の励磁磁石を並べて配列するように

構成して良い。

図 9 に示すようにプローブ 2 D は、励磁磁石 1 1 として N 極 S 極の同じ極同士  
の励磁磁石 4 4 を並べて配列し、これら励磁磁石 4 4 の間で、形成する磁界が掛  
からないように前記磁気センサ 1 2 を配設して構成されている。尚、図中、点線  
は、磁力線である。

これにより、プローブ 2 D は、上記プローブ 2 C と同様に磁性流体 6 を励磁す  
るのに大きい磁界を形成できると共に、磁気センサ 1 2 近傍に形成される磁界を  
弱く形成できる。従って、プローブ 2 D は、磁性流体 6 が形成する局所磁界分布  
の歪み（磁束密度の変化）のみを磁気センサ 1 2 により効率良く検出可能である。

本実施の形態では、磁気センサ 1 2 を MR センサとして説明したが、ホール素  
子や GMR センサや MI センサ等の他の磁気センサでも同様に使用することがで  
きる。MI センサの場合、MR センサと比べると、飽和磁界が小さいので、プロ  
ーブ 2 C、2 D のような構成が特に有効である。

## （第 2 の実施の形態）

図 1 0 ないし図 1 7 は本発明の第 2 の実施の形態に係り、図 1 0 は第 2 の実施  
の形態の磁性流体検出装置を構成するプローブを示す説明図、図 1 1 は図 1 0 の  
励磁電磁石を示す説明図、図 1 2 は図 1 1 の励磁電磁石の代わりに U 字形の励磁  
磁石に励磁コイルを巻回して構成した励磁電磁石を示す説明図、図 1 3 は図 1 0  
のプローブの第 1 の変形例を示す説明図、図 1 4 A は磁気センサとして MR セン  
サを用いた際の説明図であり、MR センサを直列に接続した際の説明図、図 1 4  
B は MR センサを並列に接続した際の説明図、図 1 5 は第 2 の実施の形態の磁性  
流体検出装置の回路構成を示す回路ブロック図、図 1 6 A は半導体プロセスを用  
いて磁気センサ及び励磁電磁石を薄膜により形成した際の説明図であり、薄膜磁  
気センサ及び薄膜コイルを形成されたシリコン基板を示す正面図、図 1 6 B は図  
1 6 図 A の側面図、図 1 7 は図 1 0 のプローブの第 2 の変形例を示す説明図であ  
る。

第 2 の実施の形態は、励磁磁石として励磁電磁石を用いて構成する。それ以外  
の構成は、上記第 1 の実施の形態とほぼ同様なので説明を省略し、同じ構成には

同じ符号を付して説明する。

即ち、第2の実施の形態の磁性流体検出装置50（図15参照）は、図10に示すように前記励磁磁石11の代わりに励磁電磁石51を先端側に内蔵したプローブ52を設けて構成される。また、磁性流体検出装置50は、前記プローブ52内部に前記プリアンプ41と、前記励磁電磁石51を駆動するための励磁コイル駆動回路53とを設けている。前記励磁電磁石51は、図11に示すようにフェライト磁芯51aに励磁コイル54を巻回して構成される。

尚、励磁電磁石は、図12に示すようにU字形の励磁磁石を用いて構成しても良い。

図12に示すように励磁電磁石51Bは、U字形の励磁磁石43又は図示しない馬蹄形の励磁磁石に励磁コイル54を巻回して構成している。

これにより、磁性流体検出装置50は、上述した図8と同様な理由により、磁性流体6を励磁するのにk（キロ）ガウス程度の大きい磁界を形成でき、且つ、磁気センサ12近傍に形成される磁界を弱く形成できて、磁性流体6が形成する局所磁界分布の歪み（磁束密度の変化）のみを磁気センサ12により効率良く検出可能である。尚、励磁電磁石51Bは、U字形だけでなく、図示しない馬蹄形を用いても良い。また、励磁電磁石は、図13に示すようにN極S極の同じ極同士の励磁磁石を並べて配列した励磁磁石を用いて構成しても良い。

図13に示すようにプローブ52Bは、N極S極の同じ極同士の並べて配列される励磁磁石44に励磁コイル54を巻回して励磁電磁石51Cを構成している。これにより、プローブ52Bは、上述した図9と同様な理由により、磁性流体6を励磁するのに大きい磁界を形成できると共に、磁気センサ12近傍に形成される磁界を弱く形成できて、磁性流体6が形成する局所磁界分布の歪み（磁束密度の変化）のみを磁気センサ12により効率良く検出可能である。

尚、ここで、磁気センサ12の配置例を図14A、図14Bに示す。磁気センサ12は、MRセンサ12Aである場合、通電方向に垂直にかかる磁界を感じるので、図14Aのように縦に並べて配置しても、図14Bのように横に並べて配置しても良い。

次に、図15を用いて第2の実施の形態の磁性流体検出装置50の回路構成を

説明する。

前記磁性流体検出装置 5 0 は、上記第 1 の実施の形態で説明した磁性流体検出装置 1 の回路構成に加え、前記 A C 差動増幅器 2 4 からの出力の位相を調整するための位相調整器 2 5 b 及び、この位相調整器 2 5 b で調整された位相に基づき、所定の発振周波数を発生する発振器 2 1 b と、前記励磁コイル駆動回路 5 3 とを備えて構成される。前記励磁コイル駆動回路 5 3 は、前記発振器 2 1 b からの発振周波数で前記励磁コイル 5 4 に交流電流を流して前記励磁電磁石 5 1 を駆動する。

更に、具体的に説明すると、前記励磁コイル駆動回路 5 3 は、前記発振器 2 1 b からの発振周波数に基づき、励磁磁界の向き（N 極 S 極の向き）を変える交流駆動を行うようになっている。

そして、前記励磁電磁石 5 1 は、前記励磁コイル駆動回路 5 3 から前記励磁コイル 5 4 に所定の発振周波数で交流電流が供給されることで、交流磁界を発生し、磁性流体 6 を励磁すると共に、この励磁した磁性流体 6 による局所磁界に偏調を施すようになっている。

尚、それ以外の回路構成は、上記第 1 の実施の形態で説明したのと同様である。

このように構成される磁性流体検出装置 5 0 は、上記第 1 の実施の形態で説明したのと同様に、磁性流体 6 が滞留しているセンチネルリンパ節 5 を同定するのに用いられる。

そして、磁性流体検出装置 5 0 は、励磁電磁石 5 1 がプローブ近傍の空間を励磁し、磁気センサ 1 2 で磁界分布の空間勾配（磁束密度）を測定する。このとき、プローブ 5 2 は、励磁電磁石 5 1 に所定の発振周波数で交流電流が励磁コイル 5 4 に供給されることで、交流磁界を発生する。

すると、磁性流体 6 は、励磁されると共に、局所磁界に偏調が施される。そして、偏調が施された磁性流体 6 による局所磁界は、2 つの磁気センサ 1 2 で検出される。尚、以降の動作は、上記第 1 の実施の形態で説明したのと同様であるので、説明を省略する。

この結果、第 2 の実施の形態の磁性流体検出装置 5 0 は、上記第 1 の実施の形態と同様な効果を得ることに加え、アクチュエータ 1 3 等の稼動部を用いないの



で、簡単に構成でき、且つ振動が発生しないので、操作性が良い。

尚、磁気センサ 1 2 及び励磁電磁石 5 1 は、図 1 6 A、図 1 6 B に示すように半導体プロセスを用いて薄膜により形成しても良い。

図 1 6 A、図 1 6 B に示すようにシリコン基板 6 0 は、基板本体 6 0 a の回路上に薄膜磁気センサ 6 1 を形成され、また、励磁コイルとして薄膜コイル 6 2 を形成されて構成される。また、シリコン基板 6 0 は、プリアンプとしてシリコン基板上に MOS ( Metal Oxide Semiconductor ) - IC ( Integrated Circuits ) アンプ 6 3 も形成することが可能である。

これにより、プローブは、更に小型化できる。

また、プローブは、図 1 7 に示すように把持し易い形状に構成しても良い。

図 1 7 に示すようにプローブ 5 2 C は、基端側に把持部 7 0 を設けて構成されている。また、把持部 7 0 は、押下操作したときに、検出した局所磁界分布の歪み（磁束密度の変化）の値を保持固定するための操作スイッチ 7 1 を備えている。このことにより、プローブ 5 2 C は、センチネルリンパ節 5 としての幾つかの候補の値を比較して絞り込むことができる。

尚、前記操作スイッチ 7 1 は、励磁コイル 5 4 への電流供給をオンオフするためのものであっても良い。

### （第 3 の実施の形態）

図 1 8 ないし図 2 4 は本発明の第 3 の実施の形態に係り、図 1 8 は第 3 の実施の形態の磁性流体検出装置を構成するプローブを示す説明図、図 1 9 は図 1 8 の励磁電磁石を示す説明図、図 2 0 は図 1 9 の励磁電磁石が形成する励磁用磁界の磁束密度を示すグラフ、図 2 1 は第 3 の実施の形態の磁性流体検出装置の回路構成を示す回路ブロック図、図 2 2 は図 2 0 の励磁コイル駆動回路により交流駆動される励磁電磁石の作る（形成する）磁束密度の時間変化を示すグラフ、図 2 3 は磁性流体が存在している場合における磁気センサで検出される差動出力を示すグラフ、図 2 4 はモニタ用磁気センサを配置した際の説明図である。

上記第 2 の実施の形態は、励磁電磁石を 1 つ用いて構成しているが、第 3 の実施の形態は、励磁電磁石を 2 つ用いて構成する。それ以外の構成は、上記第 2 の

実施の形態とほぼ同様なので説明を省略し、同じ構成には同じ符号を付して説明する。

即ち、図 18 に示すように第 3 の実施の形態の磁性流体検出装置 80 は、励磁電磁石を逆向きの極性で 2 つ組み合わせて構成した励磁電磁石 81 を先端側に内蔵したプローブ 82 を設けて構成される。即ち、本実施の形態の励磁電磁石 81 は、図 19 に示すように外側に大口径の大励磁電磁石 81 A を配置し、この大励磁電磁石 81 A の内側に逆向きの小口径の小励磁電磁石 81 B を配置して構成している。

前記大励磁電磁石 81 A は、口径が大きいほどこの大口径コイルの作る（形成する）磁束密度が遠い距離まで達するようになっている。また、前記小励磁電磁石 81 B は、小口径であるのでこの小口径コイルの作る（形成する）磁束密度が所定距離までは、前記大励磁電磁石 81 A と同じ位の強度であるが、すぐに減衰するようになっている。そして、本実施の形態の励磁電磁石 81 は、大口径コイルによる磁束密度と小口径コイルによる磁束密度とが逆向きの極性であるので、互いに打ち消しあって、図 20 に示すように合成される。尚、図 20 は、前記励磁電磁石 81 の長手中心軸上の距離に対する磁束密度の値を示す。

図 20 に示すように、この合成された励磁用磁界の磁束密度は、徐々に大きくなり、口径の大きさに依存して所定距離の所だけ大きくなり、その所定距離を過ぎると小さくなるようになっている。

次に、図 21 を用いて第 3 の実施の形態の磁性流体検出装置 80 の回路構成を説明する。

前記磁性流体検出装置 80 は、前記位相調整器 25 c で調整された位相に基づき、発振器 21 b からの発振周波数で前記励磁電磁石 81 を駆動する励磁コイル駆動回路 83 を有して構成される。この励磁コイル駆動回路 83 は、前記小励磁電磁石 81 B を駆動する小励磁コイル駆動回路 83 B と、前記大励磁電磁石 81 A を駆動する大励磁コイル駆動回路 83 A とから構成される。

尚、前記大励磁コイル駆動回路 83 A は、反転増幅器 84 により発振器 21 b からの位相を反転されるようになっている

ここで、励磁コイル駆動回路 83 により交流駆動される前記励磁電磁石 81 の

作る（形成する）磁束密度の時間変化は、例えば、図 2 2 に示すようになっている。尚、図 2 2 は、前記励磁電磁石 8 1 の中心軸から水平方向の距離に対する磁束密度の値を示す。この励磁電磁石 8 1 の作る（形成する）磁束密度は、上述したように大口径コイルによる磁束密度と小口径コイルによる磁束密度とが互いに打ち消しあって、時間変化に係わらず、常に一定の零点が 2 つ存在している。

そこで、本実施の形態では、上記 2 つの零点の位置となるように磁気センサ 1 2 を配置して、前記励磁電磁石 8 1 による磁界の時間変化（交流駆動成分）の影響（ノイズ）を受けないようにしている。

このことにより、前記磁気センサ 1 2 は、磁性流体 6 が存在している場合、この磁性流体 6 による局所磁界のみを検出でき、即ち、図 2 3 に示すようにこれら出力の差動出力が局所磁界成分のみを現すようになっている。

また、磁性流体検出装置 8 0 は、図 2 4 に示すように前記励磁電磁石 8 1 の磁界をモニタするためのモニタ用磁気センサ 8 5 が 2 つ配置されている。これらモニタ用磁気センサ 8 5 は、これらの出力がそれぞれモニタ用の増幅器 8 6 で増幅され、加算器 8 7 に入力されるようになっている。この加算器 8 7 は、モニタ用磁気センサ 8 5 からの出力を加算して得た積分値を前記位相調整器 2 5 c に出力するようになっている。

そして、位相調整器 2 5 c は、加算器 8 7 からの積分値に応じて、前記励磁電磁石 8 1 の形成する磁界を一定にするために、前記励磁電磁石 8 1 にかける駆動電流の振幅を調整してフィードバックを行うようになっている。このことにより、磁性流体検出装置 8 0 は、励磁コイル 5 4 の巻き方や、配置の違いによる励磁電磁石 8 1 の形成する磁界の影響（ノイズ）を受けないように励磁電磁石 8 1 の形成する磁界を調整可能となっている。

尚、それ以外の回路構成は、上記第 1 の実施の形態で説明したのと同様である。

このように構成される磁性流体検出装置 8 0 は、上記第 1 の実施の形態で説明したのと同様に、磁性流体 6 が滞留しているセンチネルリンパ節 5 を同定するのに用いられる。

そして、磁性流体検出装置 8 0 は、上記第 2 の実施の形態で説明したのと同様に励磁電磁石 5 1 がプローブ近傍の空間を励磁し、磁気センサ 1 2 で磁界分布の

空間勾配（磁束密度）を測定する。

このとき、モニタ用磁気センサ 8 5 は、励磁電磁石 8 1 の形成する磁界を検出する。そして、制御装置 4 は、磁気センサ 1 2 が励磁電磁石 8 1 の形成する磁界の影響（ノイズ）を受けないよう励磁電磁石 8 1 の形成する磁界を一定にするために、前記励磁電磁石 8 1 にかかる駆動電流の振幅を調整してフィードバックを行っている。

この結果、第 3 の実施の形態の磁性流体検出装置 8 0 は、上記第 2 の実施の形態と同様な効果を得ることに加え、更により正確に効率良くセンチネルリンパ節 5 を同定できる。

#### （第 4 の実施の形態）

図 2 5 ないし図 3 4 は本発明の第 4 の実施の形態に係り、図 2 5 は本発明の第 1 の実施の形態のセンチネルリンパ節を同定する磁性流体検出装置を示す全体構成図、図 2 6 は制御装置の回路構成を示す回路ブロック図、図 2 7 は本実施の形態のセンサユニットの回路構成を示す回路ブロック図、図 2 8 はセンチネルリンパ節に滞留している磁性流体をセンサユニットが検出している際を示す概略模式図、図 2 9 は P. C. の制御を示すフローチャート、図 3 0 は地磁気中でプローブの向きを変えた際の概略模式図、図 3 1 は回路構成を仮定した際のセンサユニットの回路ブロック図、図 3 2 は図 3 1 のセンサユニットにおける出力  $V_{out}$  を示すグラフ、図 3 3 はセンサユニットの第 1 の変形例を示す回路ブロック図、図 3 4 はセンサユニットの第 2 の変形例を示す回路ブロック図である。

図 2 5 に示すように本発明の第 4 の実施の形態の磁性流体検出装置 1 0 1 は、体腔内に挿入可能で、後述の励磁磁石及び磁気センサを先端側に内蔵したプローブ 1 0 2 と、このプローブ 1 0 2 に接続ケーブル 1 0 3 を介して接続され、該プローブ 2 を制御するための制御装置 1 0 4 とから主に構成されている。

前記制御装置 1 0 4 は、RS 2 3 2 C ケーブル 1 0 5 を介してパーソナルコンピュータ（以下、P. C. ） 1 0 6 に接続され、この P. C. 1 0 6 により操作制御されるようになっている。また、この制御装置 1 0 4 には、フットスイッチ 1 0 7 が接続されている。前記制御装置 1 0 4 は、このフットスイッチ 1 0 7 を

オンすることで、電源電力をプローブ 102 に供給するようになっている。

尚、符号 104a は、前記制御装置 104 のフロントパネルに設けられた電源スイッチである。また、フットスイッチ 107 の代わりに、図示しないハンドスイッチを制御装置 104 に接続して構成しても良い。このハンドスイッチは、防水性であっても良く、また、ディスプレイサブルであっても良い。また、ハンドスイッチは、プローブ 102 に装着可能であっても良く、独立に使用可能であっても良い。

前記プローブ 102 は、防水グロメット 111 を介して接続ケーブル 103 が延出しており、防水性の外装部材 112 を有して水密に構成されている。この外装部材 112 は、先端側外装部材 112a と後端側外装部材 112b との 2 つから形成されており、これら接続部分はリング 113 が設けられている。尚、先端側外装部材 112a は、非磁性材料で形成されており、先端側に内蔵している励磁磁石及び磁気センサに対して磁氣的な影響を防止するようになっている。

前記プローブ 102 は、このプローブ近傍の空間を介して被検体内部のセンチネルリンパ節に滞留している磁性流体を励磁する励磁磁石 121 と、励磁した磁性流体による局所磁界分布の歪み（磁束密度の変化）を検出する磁気センサとして MR センサ（磁気抵抗センサ） 122 をセンサユニット 120 に設けて構成されている。

尚、本実施の形態では、MR センサ 122 として 2 つの MR 1, MR 2 センサを用いて後述するように 4 端子ブリッジを構成している。

センサユニット 120 は、プローブ基端側に設けたアクチュエータ 123 により長手軸方向に微小振動するようになっている。尚、前記アクチュエータ 123 は、制御装置 104 の後述するアクチュエータコントローラによりオンオフ制御されるようになっている。

このことにより、磁性流体検出装置 101 は、励磁磁石 121 により励磁した磁性流体による局所磁界に偏調を施し、その局所磁界分布の歪み（磁束密度の変化）を MR センサ 122（MR 1, MR 2 センサ）にて検出して、これら 2 つの MR センサ 122（MR 1, MR 2 センサ）からの出力の差分を取り、更に復調することで、偏調周波数以外の地磁気や他の電気機器からの磁気ノイズを除去で

きるようになっている。尚、センサユニット１２０とアクチュエータ１２３との連結は、非磁性のジョイント１２４により連結されている。また、MRセンサ１２２（MR１，MR２センサ）は、磁界による抵抗変化を測定するものである。

このため、本実施の形態では、センサユニット１２０は、MRセンサ１２２（MR１，MR２センサ）からの出力を増幅するためのプリアンプ１２５も設けており、同時に長手軸方向に微小振動するようになっている。このことにより、磁性流体検出装置１０１は、MRセンサ１２２（MR１，MR２センサ）とプリアンプ１２５との間のリード線が延び縮みすることによる抵抗の変化によってMRセンサ１２２（MR１，MR２センサ）が正確に磁界変化を測定できなくなることを防止している。

また、前記プローブ１０２は、センサユニット１２０から制御装置１０４へ出力される信号を増幅するアンプやノイズ除去を行うためのフィルタ等を搭載した回路基板１２６を基端側に設けている。

先ず、前記制御装置１０４の内部構成を説明する。

図２６に示すように制御装置１０４は、フォトカプラ１３１を介してフットスイッチ１０７から出力されるオン・オフ信号に基づき、プローブ１０２のアクチュエータ１２３をオン・オフするための例えば、リレー等で構成されるアクチュエータコントローラ１３２を有している。尚、フォトカプラ１３１は、フットスイッチ１０７からのオン・オフ信号を電氣的に絶縁するためのものである。

また、前記制御装置１０４は、プローブ１０２のセンサユニット１２０からの信号を増幅するアンプ１３３と、このアンプ１３３により増幅された信号をA/D変換するA/Dコンバータ１３４と、このA/Dコンバータ１３４にて変換されたデジタル信号を信号処理するCPU（Central Processing Unit）１３５と有している。

尚、前記CPU１３５は、A/Dコンバータ１３４から平行で出力されるデジタル信号をシリアル出力信号に変換するためのUART（Universal Asynchronous Receiver Transmitter）コントローラ１３５aを備えている。

また、前記制御装置１０４は、RS232Cケーブル１０５を介してCPU１３５とP.C.１０６との間の通信を行うためRS232Cドライバ１３６を有

し、このRS232Cドライバ136とCPU135との信号の送受信をフォト  
カプラ137にて電氣的に絶縁するようになっている。

そして、制御装置104は、術者により操作されるP.C. 106の制御に従  
い、このP.C. 106との間で通信を行って被検体内部に滞留している磁性流  
体を検出するようになっている。尚、P.C. 106は、後述するフローチャー  
トに基づき、検出した磁性流体の有無を術者に告知するようになっている。

次に、図27を参照して本実施の形態のセンサユニット120の回路構成を説  
明する。

図27に示すように本実施の形態のセンサユニット120は、2つのMRセン  
サ122（MR1, MR2センサ）を用い、固定抵抗器R3, R4と組み合わせて  
4端子ブリッジ141を構成している。そして、プリアンプ125は、この4端  
子ブリッジ141からの出力V<sub>in</sub>（V<sub>1</sub>, V<sub>2</sub>）を差動増幅器142により差動  
増幅してV<sub>out</sub>として出力するように構成している。

本実施の形態では、オフセットを除去するためにプリアンプ125からの出力  
V<sub>out</sub>をフィードバック（負帰還）するように負帰還回路143を設けている。  
また、コンデンサCを設けているため、出力V<sub>out</sub>が0のときは、負帰還回路1  
043の出力は、保持される。

そして、前記センサユニット120は、負帰還回路143からの出力に応じて  
抵抗値が変化（可変）する抵抗器として可変抵抗器V<sub>R</sub> 144を4端子ブリッ  
ジ141のR4側に設けることで、MRセンサ122（MR1, MR2センサ）  
からの出力V<sub>in</sub>（V<sub>1</sub>, V<sub>2</sub>）の差分をオフセットするオフセット可変手段を構  
成している。

尚、ここで、差動増幅器142の出力V<sub>out</sub>は、入力（4端子ブリッジ41か  
らの出力）V<sub>in</sub>に対して式（1）に示すように表される。

$$\begin{aligned} V_{out} &= G V_{in} \\ &= G (V_1 - V_2) \\ &= \frac{G V_s (MR_1 (R_4 + V_R) - MR_2 R_3)}{(MR_1 + MR_2) (R_3 + (R_4 + V_R))} \dots (1) \end{aligned}$$

但し、 $G$ ：プリアンプ 1 2 5 のゲイン、 $V_s$ ：基準電圧値、 $V_R$ ：可変抵抗値、  
 $MR_1$ ： $MR_1$  センサの抵抗値、 $MR_2$ ： $MR_2$  センサの抵抗値

この式（１）より、出力  $V_{out}$  が 0 になるためには、

$$MR_1 (R_4 + V_R) = MR_2 R_3$$

を満たす必要がある。

従って、可変抵抗器  $V_R$  1 4 4 の可変抵抗値が、

$$V_R = MR_2 R_3 / (MR_1 - R_4) \cdots (2)$$

となるように可変すれば、出力  $V_{out}$  が 0 になる。

即ち、プリアンプ 1 2 5 からの出力に応じて式（２）に示すように可変抵抗器  $V_R$  1 4 4 の可変抵抗値を可変することで、 $MR$  センサ 1 2 2（ $MR_1$ 、 $MR_2$  センサ）からの出力  $V_{in}$ （ $V_1$ 、 $V_2$ ）の差分をオフセットすることが可能となる。

尚、ここで、オフセットは、コンデンサ  $C$  と抵抗  $R$  の時定数で決まる時間がかかるので、磁性流体による信号変化は除去されない。また、可変抵抗器  $V_R$  1 4 4 としては、図示しないモータで抵抗値を可変するようなものを用いても良い。

このように構成される磁性流体検出装置 1 0 1 は、被検体内のセンチネルリンパ節に滞留している磁性流体を検出して、センチネルリンパ節を同定するのに用いられる。

先ず、術者は、被検体の病変部の下層に図示しない穿刺針を差し込み、病変部近傍に磁性流体を局注する。すると、病変部に局注された磁性流体は、注入部位よりリンパ管に移行し、５分から１５分後にセンチネルリンパ節に達してこのセンチネルリンパ節に滞留する。

そして、術者は、磁性流体検出装置 1 0 1 のプローブ 1 0 2 を図示しないトラカールを介して外科的に体腔内に挿入して用いる。そして、術者は、プローブ 1 0 2 の先端を患者の病変部近傍に対して、動かしながらセンチネルリンパ節に滞留している磁性流体を検出する。

このとき、術者は、患者の病変部近傍において、磁性流体を検出（測定）するときのみフットスイッチ 1 0 7 を踏み込みオンし続ける。

そうすると、制御装置 1 0 4 は、フットスイッチ 1 0 7 からのオン信号がアク



チュエータコントローラ 1 3 2 に伝達され、このアクチュエータコントローラ 1 3 2 からアクチュエータ 1 2 3 に電源電力が供給され、このアクチュエータ 1 2 3 を駆動させ、所定の発振周波数にて微小振動させる。前記プローブ 1 0 2 は、センサユニット 1 2 0 が所定の発振周波数で微小振動されて励磁磁石 1 2 1 及び MR センサ 1 2 2 が 2 つの MR センサを含む直線方向に垂直で、且つ磁石を含む長手軸方向に微小振動することになる。

そして、前記プローブ 1 0 2 は、図 2 8 に示すように励磁磁石 1 2 1 がプローブ近傍の空間を励磁し、MR センサ 1 2 2 にて磁界分布の空間勾配（磁束密度）を測定する。

ここで、被検体として患者の病変部近傍にセンチネルリンパ節 1 4 5 が存在していると、このセンチネルリンパ節 1 4 5 に磁性流体 1 4 6 が滞留しているので、励磁磁石 1 2 1 による印加磁界は、磁性流体 1 4 6 付近で吸い込まれて磁界分布に局所的な歪みが生じ、これにより、磁界分布の空間勾配（磁束密度）に変化が生じる。そして、プローブ 1 0 2 は、所定の発振周波数にて励磁磁石 1 2 1 及び MR センサ 1 2 2 が長手軸方向に微小振動しているので、励磁磁石 1 2 1 にて励磁した磁性流体 1 4 6 による局所磁界に偏調が施されることになる。その結果、偏調が施された磁性流体 1 4 6 による局所磁界分布の歪み（磁束密度の変化）は、MR センサ 1 2 2（MR 1、MR 2 センサ）にて検出される。

MR センサ 1 2 2（MR 1、MR 2 センサ）からの出力は、差動増幅器 1 4 2 で出力の差分を取られて増幅され、回路基板 1 2 6 のアンプにて増幅されフィルタによりフィルタ処理されて制御装置 1 0 4 へ出力される。

そして、前記制御装置 1 0 4 は、プローブ 1 0 2 のセンサユニット 1 2 0 からの信号をアンプ 1 3 3 にて増幅し、A/D コンバータ 1 3 4 にて A/D 変換して CPU 1 3 5 の UART コントローラ 1 3 5 a でシリアル出力信号に変換して RS 2 3 2 C ドライバ 1 3 6 に伝達し、RS 2 3 2 C ケーブル 1 0 5 を介して P. C. 1 0 6 へ出力する。

ここで、P. C. 1 0 6 は、図 2 9 に示すフローチャートに基づき、術者に告知する制御を行う。

図 2 9 に示すように P. C. 1 0 6 は、制御装置 1 0 4 からの信号をデータと

して入力される（ステップS 1）。そして、P. C. 106は、入力されたデータに対して公知のフーリエ変換を行う（ステップS 2）。

次に、P. C. 106は、MRセンサ122（MR 1, MR 2 センサ）を振動させている周波数（発振周波数）成分の強度を取り出し復調する（ステップS 3）。

そして、P. C. 106は、復調したデータを磁束密度の変化として数値やグラフに変換してモニタ画面に表示させたり（ステップS 4）、付属のスピーカで測定値の大きさに応じて音を出力させて告知する（ステップS 5）。

そして、術者がフットスイッチ107から足を外してプローブ102による測定を終了するまで、P. C. 106は、上記ステップS 1～S 5を繰り返す。

ここで、磁性流体検出装置101は、測定中、磁性流体146による磁界の空間歪みがそれほど大きくないので、プリアンプ125のゲインを大きくして感度を上げる必要がある。このとき、術者は、例えば、図30に示すように地磁気中でプローブ102の向きを変えたりする場合がある。

例えば、センサユニットは、図31に示すような4端子ブリッジ151からの出力 $V_{in}$ （ $V_1$ ,  $V_2$ ）を差動増幅器142にて差動増幅して $V_{out}$ として出力するようにプリアンプ150を構成していると仮定すると、地磁気等の影響によりMRセンサ122（MR 1, MR 2 センサ）からの出力 $V_{out}$ が可変してプリアンプ150の出力が図32に示すように飽和して（電源電圧 $V_{cc}$ を超えて）しまう。

尚、図31は、回路構成を仮定した際のセンサユニットの回路ブロック図であり、図32は図31のセンサユニットにおける出力 $V_{out}$ を示すグラフである。

そして、この場合、磁性流体146の検出が困難となり、センチネルリンパ節45の正確な位置を同定することができなくなってしまう虞れが生じる。

尚、図31に示す差動増幅器142の出力 $V_{out}$ は、入力（4端子ブリッジ141からの出力） $V_{in}$ に対して式（3）に示すように表される。

$$V_{out} = G V_{in}$$

$$= G (V_1 - V_2)$$

$$= \frac{G V_s (MR_1 R_4 - MR_2 R_3)}{(MR_1 + MR_2)(R_3 + R_4)} \dots (3)$$

但し、G：プリアンプ25のゲイン、 $V_s$ ：基準電圧値、

MR1：MR1センサの抵抗値、MR2：MR2センサの抵抗値

本実施の形態では、上述したようにプリアンプ125からの出力に応じて可変抵抗器VR144の可変抵抗値を式(2)に基づき、可変するように構成している。MRセンサ122 (MR1, MR2センサ)からの出力 $V_{in}$  ( $V_1$ ,  $V_2$ )の差分をオフセットすることが可能である。

従って、本実施の形態の磁性流体検出装置101は、プリアンプ125の出力が飽和する(電源電圧 $V_{cc}$ を超える)ことがないので、プリアンプ125の飽和を解消できて磁性流体146を検出できる。これにより、本実施の形態の磁性流体検出装置101は、センチネルリンパ節145の正確な位置を同定可能である。

尚、センサユニットは、図33に示すようにCdSフォトカプラを設けて構成しても良い。

図33は、センサユニットの第1の変形例を示す回路ブロック図である。

図33に示すようにセンサユニット120Bは、CdSフォトカプラ161を設けたプリアンプ125Bを有して構成されている。

CdSフォトカプラ161は、光の強さ(禁制帯幅よりも大きなエネルギー)により抵抗(導電率)が変化する光導電効果(photo-conductive effect)を有する素子であるCdS161aと、LED(Light Emitting Diode)161bとを組み合わせたフォトカプラである。そして、CdSフォトカプラ161は、LED161bが発光してこの発光をCdS161aが受光して抵抗値が可変することで、MRセンサ122 (MR1, MR2センサ)からの出力 $V_{in}$  ( $V_1$ ,  $V_2$ )の差分をオフセットすることが可能である。

これにより、センサユニット120Bは、CdSフォトカプラ161を設けることで、可変抵抗器VR144を用いることなく、また、通常のトランジスタやFETで構成される通常のフォトカプラを用いることによる非線形性を解除できる。

また、偏調周波数が高い場合には、センサユニットは、図 3 4 に示すように MR センサ 1 2 2 (MR 1, MR 2 センサ) とプリアンプ 1 2 5 とを AC カップリングして構成しても良い。

図 3 4 は、センサユニットの第 2 の変形例を示す回路ブロック図である。

図 3 4 に示すように、センサユニット 1 2 0 C は、可変抵抗器を用いることなく、MR センサ 1 2 2 (MR 1, MR 2 センサ) からの出力  $V_{in}$  ( $V_1$ ,  $V_2$ ) に対して直流成分をカットするコンデンサ C 1 6 2 を用いて MR センサ 1 2 2 (MR 1, MR 2 センサ) とプリアンプ 1 2 5 とを AC カップリングしたプリアンプ 1 2 5 C を有して構成されている。

これにより、センサユニット 1 2 0 C は、MR センサ 1 2 2 (MR 1, MR 2 センサ) とプリアンプ 1 2 5 とを AC カップリングすることで、可変抵抗器 V R 1 4 4 を用いることなく、簡易に構成できる。

#### (第 5 の実施の形態)

図 3 5 及び図 3 6 は本発明の第 5 の実施の形態に係り、図 3 5 は本発明の第 5 の実施の形態の磁性流体検出装置を示す全体構成図、図 3 6 は図 3 5 の制御装置の回路構成を示す回路ブロック図である。

本第 5 の実施の形態は、P. C. を用いることなく、プローブと制御装置のみで構成したものである。それ以外は、前記第 4 の実施の形態とほぼ同様なので説明を省略し、同じ構成には同じ符号を付して説明する。

即ち、図 3 5 に示すように第 5 の実施の形態の磁性流体検出装置 1 0 1 B は、P. C. を用いることなく、前記第 4 の実施の形態で説明したのと同様なプローブ 1 0 2 と、制御装置 1 0 4 B のみで構成される。

前記制御装置 1 0 4 B は、MR センサ 1 2 2 (MR 1, MR 2 センサ) が検出した磁束密度の変化を表示するための LED 等で形成された表示部 1 7 1 と、磁束密度の変化を音で告知するためのスピーカ 1 7 2 とをフロントパネルに設けている。

尚、本実施の形態では、図 3 5 中において、表示部 1 7 1 は、LED 等で形成されたインジケータを用いて構成しているが、表示部 1 7 1 として LCD (

Liquid Crystal Display) 等を用いて画像表示するように構成しても良い。

次に、図 3 6 を用いて制御装置 1 0 4 B の構成を説明する。

図 3 6 は、制御装置 1 0 4 の回路構成を示す回路ブロック図である。

図 3 6 に示すように制御装置 1 0 4 B は、アンプ 1 3 3 からの信号をアナログ信号に復調する復調回路 1 7 3 と、この復調回路 1 7 3 により復調されたアナログ信号を A/D 変換する A/D コンバータ 1 7 4 と、この A/D コンバータ 1 7 4 にて変換されたデジタル信号に基づいて表示部 1 7 1 の LED やスピーカ 1 7 2 を駆動して P. C. と同様な告知処理を行う CPU 1 7 5 とを有して構成されている。尚、復調回路 1 7 3 と A/D コンバータ 1 7 4 とは、電氣的に絶縁するためにアナログフォトカプラ 1 7 6 を介して接続されている。

このように構成される磁性流体検出装置 1 0 1 B は、前記第 4 の実施の形態にて説明したのと同様に被検体内のセンチネルリンパ節 1 4 5 に滞留している磁性流体 1 4 6 を検出して、センチネルリンパ節 1 4 5 を同定するのに用いられる。

そして、制御装置 1 0 4 B は、プローブ 1 0 2 のセンサユニット 1 2 0 からの信号をアンプ 1 3 3 で増幅した後、MR センサ 1 2 2 (MR 1, MR 2 センサ) を振動させている周波数 (発振周波数) 成分の強度を取り出し復調し、この復調したデータを磁束密度の変化として表示部 1 7 1 の LED を発光させたり、スピーカ 1 7 2 で音声を発生させて告知するものである。

尚、それ以外の動作は、前記第 4 の実施の形態で説明したのと同様であるので、説明を省略する。

この結果、本第 5 の実施の形態の磁性流体検出装置 1 0 1 B は、前記第 4 の実施の形態と同様な効果を得ることに加え、P. C. を用いないので、より簡単に構成できる。

#### (第 6 の実施の形態)

図 3 7 ないし図 4 0 A は本発明の第 6 の実施の形態に係り、図 3 7 は本発明の第 6 の実施の形態の磁性流体検出装置を構成するプローブを示す説明図、図 3 8 A はセンサユニットが 2 つの MR センサを配置している直線方向に対して水平方向に微小振動している際の概略模式図、図 3 8 B は図 3 8 A のセンサユニットに

におけるMRセンサからの信号を示すグラフ、図39は図38Aのセンサユニットにより得られた信号をフーリエ変換した際のグラフ、図40Aはセンサユニットが2つのMRセンサを配置している直線方向に対して垂直で、且つ磁石を含む長手軸方向に微小振動している際の概略模式図、図40Bは図40AのセンサユニットにおけるMRセンサからの信号を示すグラフである。

前記第4及び第5の実施の形態は、センサユニットを2つのMRセンサが配置されている直線方向に対して垂直で、且つ磁石を含む長手軸方向に微小振動させるように構成しているが、本第6の実施の形態は、センサユニットを2つのMRセンサが配置されている直線方向に対して水平方向に微小振動させるように構成されている。それ以外の構成は、前記第4及び第5の実施の形態とほぼ同様なので説明を省略し、同じ構成には同じ符号を付して説明する。

即ち、図37に示すように本第6の実施の形態の磁性流体検出装置は、センサユニット120を2つのMRセンサが配置されている直線方向に対して水平方向に微小振動させるようにしたプローブ102Cを設けて構成される。

更に具体的に説明すると、プローブ102Cは、例えば、非磁性のジョイント124Cとカム181とを用いてアクチュエータ123の駆動によりセンサユニット120を長手軸方向に対して垂直方向に微小振動させるように構成されている。尚、符号182は、アクチュエータ123を駆動するドライバである。

このように構成することで、図38Aに示すようにMRセンサ122（MR 1, MR 2 センサ）が磁性流体146に対して非対称の位置になることにより、図38Bに示すようにMRセンサ122（MR 1, MR 2 センサ）からの信号が一番大きく出力されるようになる。尚、図38Aはセンサユニットが2つのMRセンサを配置している直線方向に対して水平方向に微小振動している際の様子を示す概略模式図であり、図38Bは図38AのセンサユニットにおけるMRセンサからの信号を示すグラフである。

そして、プローブ102CのMRセンサ122（MR 1, MR 2 センサ）からの信号を復調してフーリエ変換すると、図39に示すようにMRセンサ122（MR 1, MR 2 センサ）からの信号は、MRセンサ122（MR 1, MR 2 センサ）のそれぞれが水平方向に局所磁界分布の歪み（磁束密度の変化）を検出し

てこの差動を取るのでセンサユニット 1 2 0 の振動周波数に対して 2 倍の周波数位置に MR センサ 1 2 2 (MR 1, MR 2 センサ) からの信号が現れることになる。尚、図 3 9 は、図 3 8 A のセンサユニットで得られた信号をフーリエ変換した際のグラフである。

ここで、センサユニット 1 2 0 を 2 つの MR センサが配置されている直線方向に対して垂直で、且つ磁石を含む長手軸方向に微小振動させると、図 4 0 A に示すように MR センサ 1 2 2 (MR 1, MR 2 センサ) が磁性流体 1 4 6 に対して対称の位置のまま、長手軸方向にのみ微小振動して水平方向に変位せず、図 4 0 B に示すように MR センサ 1 2 2 (MR 1, MR 2 センサ) からの信号が振動周波数に依存してしまう。尚、図 4 0 A はセンサユニットが 2 つの MR センサを配置している直線方向に対して垂直で、且つ磁石を含む長手軸方向に微小振動している際の様子を示す概略模式図であり、図 4 0 B は図 4 0 A のセンサユニットにおける MR センサからの信号を示すグラフである。

そうすると、振動周波数付近に現れるセンサユニット 1 2 0 内の配線等の接触抵抗などによるノイズで、MR センサ 1 2 2 (MR 1, MR 2 センサ) から出力される信号がかき消されてしまい、信号を検出することが困難となる。

しかしながら、第 6 の実施の形態のプロープ 1 0 2 C は、センサユニット 1 2 0 を長手軸方向に対して垂直方向に微小振動させることで、MR センサ 1 2 2 (MR 1, MR 2 センサ) が水平方向に微小振動する。このため、第 6 の実施の形態のプロープ 1 0 2 C は、センサユニット 1 2 0 が長手軸方向に微小振動している場合に比べ、MR センサ 1 2 2 (MR 1, MR 2 センサ) が磁性流体 1 4 6 に対して非対称の位置となり、上述したようにセンサユニット 1 2 0 の振動周波数に対して 2 倍の周波数位置に MR センサ 1 2 2 (MR 1, MR 2 センサ) からの信号が現れる。これにより、第 6 の実施の形態のプロープ 1 0 2 C は、検出信号が振動周波数に依存しないので振動周波数付近に現れるノイズの影響を受けることなく、明瞭に検出可能となる。

この結果、本第 6 の実施の形態の磁性流体検出装置は、前記第 4 及び第 5 の実施の形態と同様な効果を得ることに加え、更により正確に磁性流体 1 4 6 を検出できて、効率良くセンチネルリンパ節 1 4 5 を同定できる。

Having described the preferred embodiments of the invention referring to the accompanying drawing , it should understood that the present invention is not limited to those precise embodiments and various changes and modification thereof could be made by one skilled in the art without departing from the spirit or scope of the invention as defined in the appended claims.



What is claimed is :

1. センチネルリンパ節を同定する磁性流体検出装置は以下を含み：

被検体内部に滞留している磁性流体を励磁するための単数又は複数の磁石；

前記磁石により励磁された前記磁性流体による局所磁界分布の歪みを検出する複数の磁気センサ；

前記磁石、前記磁石及び前記複数の磁気センサ、前記磁石及び前記複数の磁気センサと前記複数の磁気センサからの出力を増幅するためのプリアンプ、との何れかを振動又は回転し、前記複数の磁気センサからの出力の差分を取り、復調して前記磁性流体を検出する。

2. センチネルリンパ節を同定する磁性流体検出装置は以下を含み：

被検体内部に滞留している磁性流体を励磁するための単数又は複数の電磁石；

前記電磁石により励磁された前記磁性流体による局所磁界分布の歪みを検出する複数の磁気センサ；

前記電磁石を交流電流で駆動し、前記複数の磁気センサからの出力の差分を取り復調して前記磁性流体を検出する。

3. クレーム1のセンチネルリンパ節を同定する磁性流体検出装置であって、

前記磁石は、2つの磁石が同じ磁極同士が並ぶように平行に配置され、これら2つの磁石の間に前記複数の磁気センサを配置した。

4. クレーム1のセンチネルリンパ節を同定する磁性流体検出装置であって、

前記磁石は、U字形又は馬蹄形の磁石であり、これらU字形又は馬蹄形の磁石に囲まれた間に前記複数の磁気センサを配置した。

5. クレーム1のセンチネルリンパ節を同定する磁性流体検出装置であって、

前記磁石、前記磁石及び前記複数の磁気センサ、前記磁石及び前記複数の磁気センサと前記プリアンプ、との何れかを振動又は回転するためのアクチュエータを有する。

6. クレーム1のセンチネルリンパ節を同定する磁性流体検出装置であって、

前記磁石、前記磁気センサ、前記アクチュエータ、前記プリアンプは、非磁性材料により形成された水密構造の1つのプローブに収納されている。

7. クレーム2のセンチネルリンパ節を同定する磁性流体検出装置であって、

前記電磁石は、該電磁石により形成される磁界の相互作用により前記磁気センサに弱磁界を作用させると共に、前記磁性流体に強磁界を作用するように配置して駆動する。

8. クレーム2のセンチネルリンパ節を同定する磁性流体検出装置であって、

前記電磁石は、フェライト磁芯がU字形又は馬蹄形の磁石であり、これらU字形又は馬蹄形の磁石に囲まれた間に前記複数の磁気センサを配置した。

9. クレーム2のセンチネルリンパ節を同定する磁性流体検出装置であって、

前記電磁石を駆動するための駆動回路を有する。

10. クレーム2のセンチネルリンパ節を同定する磁性流体検出装置であって、

前記電磁石、前記磁気センサ、前記プリアンプは、非磁性材料により形成された水密構造の1つのプローブに収納されている。

11. クレーム2のセンチネルリンパ節を同定する磁性流体検出装置であって、

前記磁気センサは薄膜センサにより形成されていると共に、前記電磁石が薄膜コイルと薄膜磁性体とにより形成され、且つ前記プリアンプと同一の半導体基板上に形成されている。

12. クレーム7のセンチネルリンパ節を同定する磁性流体検出装置であって、

前記複数の電磁石を磁界が時間的に変化しない点に配置し、かつ前記磁気センサを磁界が変化しない点に配置した。

13. クレーム7のセンチネルリンパ節を同定する磁性流体検出装置であって、

前記電磁石は、大小2つの電磁石を同心になるように配置した。

14. クレーム7のセンチネルリンパ節を同定する磁性流体検出装置であって、

前記電磁石を2つ平行に配置し、同じ極が並ぶように電流を通電し、その電磁石の間に磁界がかからない方向に感磁方向に向けて、前記磁気センサを配置した

15. クレーム4のセンチネルリンパ節を同定する磁性流体検出装置であって、

前記磁気センサは、MI (Magnetic Impedance) センサ、又はMR (Magnetic Resistance) センサである。

16. クレーム8のセンチネルリンパ節を同定する磁性流体検出装置であって、

前記磁気センサは、MI (Magnetic Impedance) センサ、又はMR (Magnetic Resistance) センサである。

17. クレーム5のセンチネルリンパ節を同定する磁性流体検出装置であって、  
前記アクチュエータを駆動するドライバを有し、  
前記ドライバ又は前記プリアンプを磁氣的にシールドしている。
18. クレーム9のセンチネルリンパ節を同定する磁性流体検出装置であって、  
前記駆動回路を磁氣的にシールドしている。
19. クレーム10センチネルリンパ節を同定する磁性流体検出装置であって、  
前記プリアンプを磁氣的にシールドしている。
20. クレーム12のセンチネルリンパ節を同定する磁性流体検出装置であって、  
前記複数の電磁石を上下対象になるように配置し、これら複数の電磁石で形成  
される磁界を検出するための単数又は複数の電磁石用の磁気センサを配置し、  
前記電磁石用の磁気センサの出力、又はこれら出力の加算が一定になるように、  
前記複数の電磁石のうち、所定の電磁石にフィードバックする。
21. センチネルリンパ節を同定する磁性流体検出装置は以下を含み：  
被検体内部に滞留している磁性流体を励磁するための単数又は複数の磁石；  
前記磁石により励磁された前記磁性流体による局所磁界分布の歪みを検出する  
複数の磁気センサ；  
前記複数の磁気センサからの出力の差分をオフセットするオフセット可変部；  
前記磁石、前記磁石及び前記複数の磁気センサ、前記磁石及び前記複数の磁気  
センサと前記複数の磁気センサからの出力を増幅するためのプリアンプ、との何  
れかを振動又は回転し、前記複数の磁気センサからの出力の差分を取り、復調し  
て前記磁性流体を検出し、  
前記オフセット可変部は前記プリアンプからの出力に基づきオフセット量を可  
変する
22. クレーム21のセンチネルリンパ節を同定する磁性流体検出装置であって、  
前記オフセット可変部は、C d Sフォトキャパである。
23. センチネルリンパ節を同定する磁性流体検出装置は以下を含み：  
被検体内部に滞留している磁性流体を励磁するための単数又は複数の磁石；  
前記磁石により励磁された前記磁性流体による局所磁界分布の歪みを検出する  
複数の磁気センサ；

前記複数の磁気センサからの出力の差分をオフセットするオフセット可変部；

前記磁石、前記磁石及び前記複数の磁気センサ、前記磁石及び前記複数の磁気センサと前記複数の磁気センサからの出力を増幅するためのプリアンプ、との何れかを振動又は回転し、前記複数の磁気センサからの出力の差分を取り、復調して前記磁性流体を検出し、

前記複数の磁気センサと前記プリアンプとをACカップリングした。

24. センチネルリンパ節を同定する磁性流体検出装置は以下を含み：

被検体内部に滞留している磁性流体を励磁するための単数又は複数の磁石；

前記磁石により励磁された前記磁性流体による局所磁界分布の歪みを検出するための複数の磁気センサ；

前記磁石、前記磁石及び前記複数の磁気センサ、前記磁石及び前記複数の磁気センサと前記複数の磁気センサからの出力を増幅するためのプリアンプ、との何れかを複数の前記磁気センサを含む直線又は平面に対し平行方向に振動し、前記複数の磁気センサからの出力の差分を取り復調する。

25. クレーム24のセンチネルリンパ節を同定する磁性流体検出装置であって、

前記複数の磁気センサからの出力の差分をオフセットするオフセット可変部を設け、このオフセット可変手段は前記プリアンプからの出力に基づき前記オフセット量を可変する。

26. クレーム24のセンチネルリンパ節を同定する磁性流体検出装置であって、

前記複数の磁気センサと前記プリアンプとをACカップリングした。

27. クレーム25のセンチネルリンパ節を同定する磁性流体検出装置であって、

前記オフセット可変部は、CdSフォトカプラである。

## ABSTRACT OF THE DISCLOSURE

センチネルリンパ節を同定する磁性流体検出装置は、体腔内に挿入可能で、励磁磁石及び磁気センサを先端側に内蔵したプローブと、プローブに接続ケーブルにより接続され、プローブを制御するための制御装置を備えている。プローブは、励磁磁石及び磁気センサとがアクチュエータにより、長手軸方向に振動して、励磁磁石により励磁された磁性流体による局所磁界に偏調を施し、その局所磁界分布の歪み（磁束密度の変化）を２つの磁気センサにより検出して、これら２つの磁気センサの出力の差分を取り、復調することで、偏調周波数以外の地磁気や他の電気機器からの磁気ノイズを除去して磁性流体を検出し、センチネルリンパ節を同定する。